

(7)

03P08785



① BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 196 22 078 A 1**

*= US 5,846, 198 A (12-08-1998)*

⑲ Aktenzeichen: 196 22 078.5  
⑳ Anmeldetag: 31. 5. 96  
㉑ Offenlegungstag: 4. 12. 97

⑤ Int. Cl. 8:  
**A 61 B 5/04**  
A 61 B 5/0402  
A 61 B 5/0488  
A 61 B 5/00  
A 61 M 25/095  
A 61 B 8/08  
A 61 B 8/12  
A 61 H 39/00  
// A 61 B 17/39

1 A 820 22 078 DE

⑦ Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑧ Erfinder:  
Killmann, Reinmar, Dr.techn., 91301 Forchheim, DE

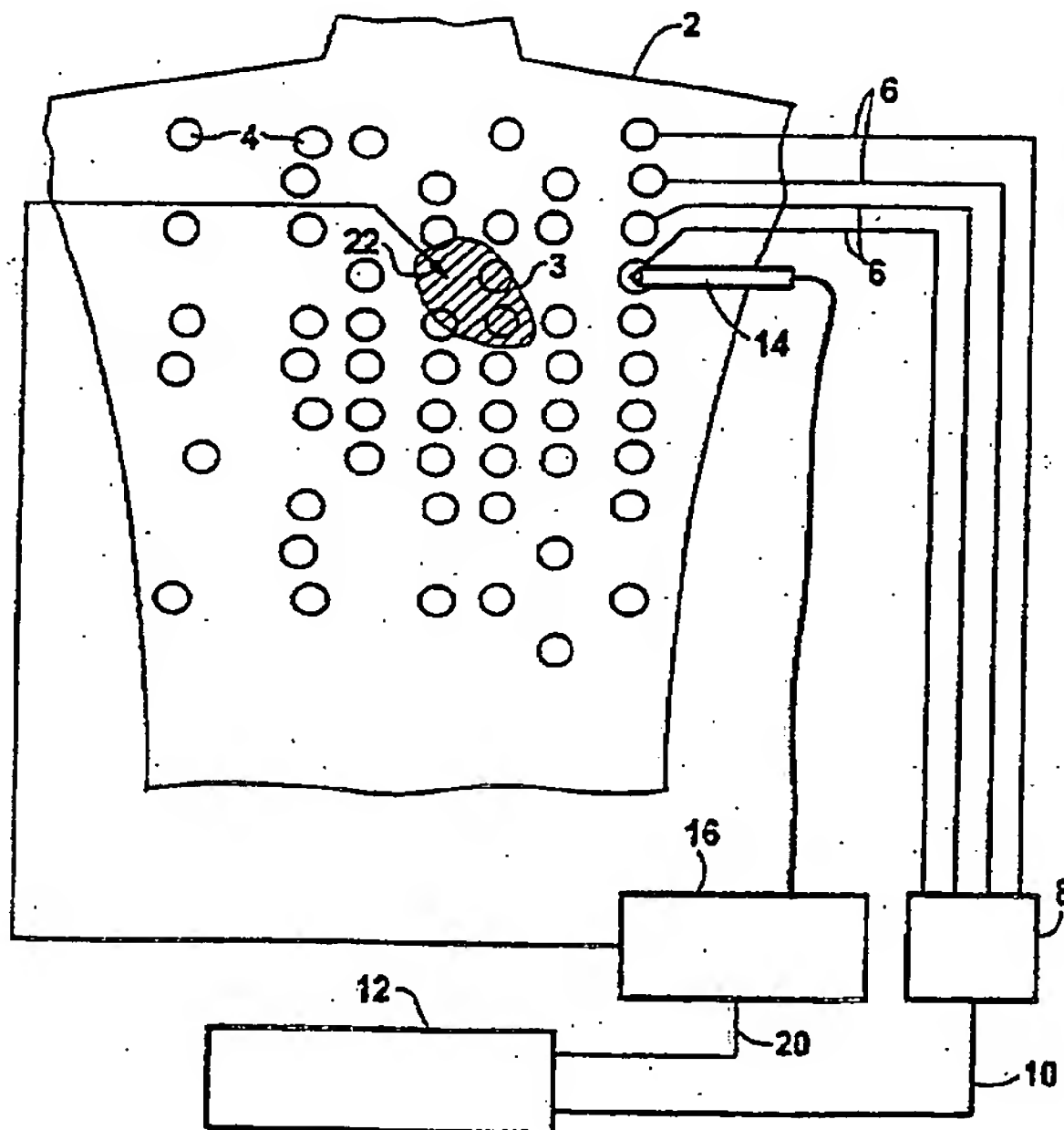
⑤ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE 32 11 003 C2  
DE 44 18 868 A1  
DE 43 06 037 A1  
DE 40 37 586 A1  
US 53 91 199  
US 52 95 486

HAUER, Richard N.W., et.al.: Endocardial catheter mapping: validation of a cineradiographic method for accurate localization of left ventricular sites. In: Circulation, Vol.74, No.4, Oct. 1986, S.862-868;

⑤ Vorrichtung zum Lokalisieren von Aktionsströmen im Herzen

⑤ Eine Vorrichtung zum Lokalisieren von Aktionsströmen im Herzen eines Lebewesens umfaßt Elektroden (4) zum Erfassen einer von den Aktionsströmen erzeugten elektrischen Potentialverteilung auf der Körperoberfläche des Lebewesens, eine Positionserfassungseinheit (14, 16) zum Bestimmen der räumlichen Position der Elektroden (4) und eine mit den Elektroden (4) und der Positionserfassungseinheit (14, 16) verbundene Lokalisierungseinheit (12), die aus der Potentialverteilung und der räumlichen Position der Elektroden (4) die Aktionsströme lokalisiert. Ein im Herzen fixierbarer Referenzkatheter (22) ist so ausgebildet, daß seine räumliche Position von der Positionserfassungseinheit (14, 16) bestimmbar ist und daß die Lokalisierungseinheit (12) die Aktionsströme in bezug zum Referenzkatheter (22) lokalisiert.



DE 196 22 078 A 1

BEST AVAILABLE COPY

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 10. 97 702 049/372

8/29

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Lokalisieren von Aktionsströmen im Herzen eines Lebewesens mit Elektroden zum Erfassen einer von den Aktionsströmen erzeugten elektrischen Potentialverteilung auf der Körperoberfläche des Lebewesens, einer Positionserfassungseinheit zum Bestimmen der räumlichen Position der Elektroden und einer mit den Elektroden und der Positionserfassungseinheit verbundenen Lokalisierungseinheit, die aus der Potentialverteilung und der räumlichen Position der Elektroden die Aktionsströme lokalisiert.

Herzrhythmusstörungen stellen eine bedeutende Gruppe von Erkrankungen in der Kardiologie dar. Eine klinisch eingeführte Therapie von Herzrhythmusstörungen umfaßt die Ablation des arrhythmogenen Gewebes im Herzen. Dazu wird ein Ablationskatheter über eine Vene oder eine Arterie in den Vorhof oder die Herzkammer des Herzens eingeführt. Im Herzen wird die Stelle gesucht, die Ausgangspunkt der Arrhythmie ist. An dieser Stelle wird dann mit Hochfrequenz oder Gleichstrom eine Koagulation des arrhythmogenen Gewebes bewirkt, das arrhythmogene Gewebe wird nekrotisiert. Dieses Verfahren ist in über 90% der Fälle erfolgreich.

Eine Schwierigkeit bei der Ablation stellt das Auffinden der arrhythmogenen Gewebestelle dar. Zur Zeit üblich ist ein endokardiales Mapping, wobei die Herzinne wand mit an einer Katheterspitze angeordneten Elektroden abgetastet wird und die so gewonnenen Elektrogramme aufgezeichnet werden. Die Position des Katheters im Herzen wird dabei mittels Röntgendurchleuchtung kontrolliert. Nachteilig ist jedoch die Strahlenexposition und die nur grobe Erfassung der Position des Katheters in der Röntgenaufnahme.

Eine genauere Positionierung des Katheters ist durch Verwendung eines intrakardialen Positionsbestimmungssystems gegeben, wie es in der US-PS 5,391,199 beschrieben ist. Damit kann die Katheterposition mit einem Fehler von unter 1 mm erfaßt werden. Das dort beschriebene intrakardiale Positionsbestimmungssystem besteht aus einem außerhalb des Körpers angeordneten Sender mit Sendeantennen und in der Spitze des Katheters angeordneten Empfangsantennen, die mit einem Empfänger zur Auswertung des Empfangssignals verbunden sind. Weiterhin benutzt das intrakardiale Positionsbestimmungssystem lokalisierbare Referenzkatheter, die an anatomisch herausragenden Stellen befestigt sind und an deren Katheterspitzen ebenfalls Empfangsantennen angeordnet sind. Aus den von den Antennen gemessenen Empfangssignalen wird die Position des Katheters in bezug zu den Referenzkathetern bestimmt. Mit Hilfe des intrakardialen Positionsbestimmungssystems ist auch eine Repositionierung des Katheters an bereits vorher ausgesuchte Stellen einfacher und genauer möglich als unter Röntgenkontrolle.

Positive Ergebnisse zur Verkürzung des endokardialen Mappings hat eine Vor- oder Groblokalisierung der arrhythmogenen Gewebestelle im Herzen durch Body Surface Potential Mapping (BSPM) gezeigt, ein Vielkanal-Elektrokardiographie-(EKG)-Meßverfahren mit bis zu 256 Elektroden. Dieses Verfahren ist z. B. beschrieben in Artikeln von Arne SippensGroenewegen, Hans Spekhorst, Norbert M. van Hemel, J. Herre Kingma, Richard N.W. Hauer, Michiel J. Janse und Arend J. Dunning: "Body Surface Mapping of Ectopic Left and Right Ventricular Activation", erschienen in Circulation, Vol.

82, No. 3, September 1990, pp. 879—896 und von Conrado Giorgi, Réginald Nadeau, Pierre Savard, Mohammad Shenasa, Pierre L. Pagé und René Cardinal: "Body surface isopotential mapping of the entire QRST complex in the Wolff-Parkinson-White syndrome. Correlation with the location of the accessory pathway", erschienen in American Heart Journal, Vol. 121, No. 5, May 1991, pp. 1445—1453. Die Ergebnisse der Vor- oder Groblokalisierung werden in schematische Herzbilder (SippensGroenewegen 1990) oder auch, wie in dem Artikel von H. Bruder, B. Scholz und K. Abraham-Fuchs: "The influence of inhomogeneous volume conductor models on the ECG and the MCG", erschienen in Phys. Med. Bio., Vol. 39, 1994, pp. 1949—1968, beschrieben ist, in Magnetresonanzbildern eingetragen. Der Eintrag der lokalisierten arrhythmogenen Gewebestelle in Magnetresonanzbildern setzt die Anwendung eines Lokalisierungsverfahrens voraus, wie es z. B. in dem Artikel von B. Scholz und A. Oppelt: "Probability Based Dipole Localisation and Individual Localisation Error Calculation in Biomagnetism", erschienen in Proc. 14th Ann. Int. Conf. IEEE, Eng. Med. Biol. Soc. Paris, 1992, pp. 1766—1767, beschrieben ist. Dabei wird zunächst die Position der Elektroden mit einem extrakorporalen Positionsbestimmungssystem erfaßt. Die Thoraxgeometrie wird durch Modellierung z. B. mittels eines Boundary Element-Verfahrens nachgebildet. Aus der Position der Elektroden, den aufgenommenen Meßsignalen und der modellierten Thoraxgeometrie wird die Position des arrhythmogenen Substrats mit Hilfe eines Quellmodells und eines iterativen Verfahrens (z. B. Levenberg-Marquardt-Algorithmus) oder eines Rasterverfahrens bestimmt. Notwendig ist weiterhin eine Transformation zwischen dem durch das extrakorporale Positionsbestimmungssystem gegebenen Koordinatensystem und dem Koordinatensystem, in dem das Magnetresonanzbild vorliegt. Nach der Transformation wird dann das Lokalisierungsergebnis in das Magnetresonanzbild eingetragen. Nachteilig an diesem Verfahren ist der durch Ungenauigkeit in der Transformation liegende Fehler in der Größenordnung von 6 bis 8 mm. Des Weiteren ist das Magnetresonanzbild nicht dasjenige Bild, das später zur Darstellung des Herzkatheters verwendet wird.

Eine Erweiterung des vorstehend angeführten Verfahrens ist unter der Bezeichnung Pacemapping bekannt, bei dem versucht wird, eine unter der Arrhythmie gemessene Potentialverteilung mit Hilfe eines durch künstliche Stimulation ausgelösten Herzschlags möglichst genau nachzubilden. Die Stelle der Stimulation, bei der das gelingt, ist in guter Näherung die Ausgangsstelle der Herzarrhythmie und damit die zu ablatierende Stelle.

In dem Artikel von Leslie A. Saxon, William G. Stevenson, Gregg C. Fonarow, Holly R. Middlekauff, Lawrence A. Yeatman, C. Todd Sherman und John S. Child: "Transesophageal Echocardiography During Radiofrequency Catheter Ablation of Ventricular Tachycardia", erschienen in The American Journal of Cardiology, Vol. 72, September 15, 1993, pp. 658—661, ist als Alternativverfahren zur Röntgenbildgebung im Katheterlabor der versuchsweise Einsatz von transösophagealen Ultraschallbildern beschrieben. Dabei wird eine Ultraschallsonde im Ösophagus in unmittelbarer Nähe des Herzens positioniert, um Ultraschall-Schnittbilder des Herzens zu erstellen. Diese Methode bietet den Vorteil, daß im Ultraschall-Schnittbild die Katheterposition genauer als im Röntgenbild festgestellt werden kann, da dabei Schnittbilder des Herzens zur Verfügung stehen und



nicht nur Projektionsbilder.

Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung der Bildgebung im Katheterlabor stellt die Verwendung von intrakardialer Echokardiographie dar, bei der ein Ultraschall-Bildgebungskopf direkt auf dem Ablationskatheter angebracht ist, wie in Artikeln von Jean-Claude Tardiff, Mani A. Vannan, Donald S. Miller, Steven L. Schwartz und Natesa G. Pandian: "Potential applications of intracardiac echocardiography in interventional electrophysiology", erschienen in American Heart Journal, Vol. 127, No. 4, Part 2, April 1994, pp. 1090—1094, und von Edward Chu, Adam P. Fitzpatrick, Michael C. Chin Krishnankutty Sudhir, Paul G. Yock, Michael D. Lesh: "Radiofrequency Catheter Ablation Guided by Intracardiac Echocardiography", erschienen in Circulation, Vol. 89, No. 3, March 1994, pp. 1301—1305, beschrieben ist. Vorteile dieses Verfahrens sind unter anderem die Möglichkeiten, mit dem Ablationskatheter bereits gesetzte Nekrosen erkennen zu können oder eine Detaildarstellung von kardialen anatomischen Strukturen, z. B. dem atrialen Septum.

Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung anzugeben, mit der arrhythmogene, zu ablatierende Gewebestellen im Herzen nicht-invasiv und mit verringerter Strahlenexposition beschleunigt aufgefunden werden können.

Die Aufgabe wird dadurch gelöst, daß ein im Herzen fixierbarer Referenzkatheter so ausgebildet ist, daß seine räumliche Position von der Positionserfassungseinheit bestimmbar ist, und daß die Lokalisierungseinheit die Aktionsströme in bezug zum Referenzkatheter lokalisiert.

Durch die Lokalisierung der Aktionsströme in bezug zu einem anatomisch markanten und bekannten Punkt im Herzen ist eine wesentlich genauere Zuordnung des Lokalisierungsergebnisses zur Anatomie des Herzens möglich. Der Ablationskatheter kann mit großer Genauigkeit an den von der Lokalisierungseinheit ermittelten Ort gebracht werden, weil die Positionen der Elektroden in demselben Koordinatensystem vorliegen, in dem anschließend die Position des Ablationskatheters mittels intrakardialen Positionsmeßsystem festgestellt werden kann und die Berechnung einer Transformation vom Koordinatensystem der Elektroden in das Koordinatensystem des bildgebenden Verfahrens entfällt. Beispielsweise kann der Ursprung des Koordinatensystems an den Ort des Referenzkatheters gelegt werden. Die Richtung einer Koordinatenachse, z. B. der x-Koordinatenachse eines rechtwinkligen Koordinatensystems, kann durch die Richtung der Längsachse des Referenzkatheters definiert werden.

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, daß ein diagnostisches Ultraschall-Tomographiegerät mit einem transösophagealen oder intrakardialen Ultraschall-Applikator mit der Lokalisierungseinheit verbunden ist zum ortsrichtigen Markieren der lokalisierten Aktionsströme in einem Tomogramm, wobei am Ultraschall-Applikator ein zur Positionserfassungseinheit gehörender, lokalisierbarer Sender- oder Empfängerteil angeordnet ist. Damit ist auch die Lage des Ultraschall-Applikators in demselben Koordinatensystem bekannt, in dem die Lokalisierung durchgeführt wird. Ungenauigkeiten durch Koordinatentransformationen werden vermieden, das Lokalisierungsergebnis kann mit großer Genauigkeit in das entsprechende Tomogramm eingetragen werden.

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung ist dadurch gekennzeichnet, daß an einem Stimulationskathe-

ter ein zur Positionserfassungseinheit gehörender lokalisierbarer Sender- oder Empfängerteil angeordnet ist. Aus dem Artikel von B. Scholz und A. Oppelt (1992) ist bekannt, in Abhängigkeit vom Signal-Rausch-Verhältnis der gemessenen EKG-Daten die Genauigkeit der Lokalisierung durch Fehlerradien anzugeben, in denen sich mit einer vorgegebenen Wahrscheinlichkeit tatsächlich der Ort der lokalisierten Herzaktivität befindet. Mit Hilfe der Positionserfassungseinheit kann dann ein Stimulationskatheter an den Ort der Lokalisierung im Herzen geführt werden, um dort ein Pacing durchzuführen. Das aus dem Pacing erhaltene EKG-Signal wird dem gleichen Lokalisierungsverfahren unterworfen wie das aus der spontanen Herzaktivität erhaltene EKG-Signal. Der Abstand der lokalisierten stimulierten Herzaktivität und der aus dem Positionserfassungsgerät ermittelten Position des Pacing-Katheters wird errechnet. Ist dieser Abstand größer als der durch das Signal-Rausch-Verhältnis des EKG-Signals ermittelte Fehleradius für die Genauigkeit der Lokalisierung, so ist die der Lokalisierung zugrundeliegende Modellbildung mit hoher Wahrscheinlichkeit unzureichend und muß iterativ so lange verbessert werden, bis der errechnete Abstand kleiner als der Fehleradius ist. Auf diese Weise läßt sich abschätzen, ob die für das Lokalisierungsverfahren notwendige Modellbildung mit hinreichender Genauigkeit erfolgt ist.

Des weiteren kann, wenn der Ort des Stimulationskatheters mit dem intrakardialen Positionserfassungssystem erfaßt wird, durch Stimulation an mehreren Stellen die Verschiebung von charakteristischen Punkten in der gemessenen Potentialverteilung an der Körperoberfläche, z. B. das Potentialminimum, in Beziehung gesetzt werden zur Verschiebung des Katheters. Aus diesem Zusammenhang läßt sich eine notwendige Richtungsverschiebung für den Ablationskatheter zur Erreichung der Zielposition quantifizieren. Die notwendige Verschiebung des Katheters ergibt sich z. B. aus der Differenz der Potentialminima in der unter Arrhythmie und der unter Stimulation gemessenen Potentialverteilungen.

Die Erfindung wird im folgenden anhand von zwei Figuren erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild einer Vorrichtung zur Lokalisierung von Aktionsströmen mit einem lokalisierbaren Referenzkatheter und

Fig. 2 eine schematische Darstellung eines transösophagealen Ultraschall-Applikators.

Fig. 1 zeigt schematisch einen menschlichen Oberkörper 2. Ein schraffierter Bereich markiert die Lage des Herzens 3. Auf der Vorder- und Rückseite des Oberkörpers 2 sind Elektroden 4 aufgeklebt zur Ableitung von Potentialen auf der Oberfläche, die von Herzaktivitäten oder Aktionsströmen erzeugt werden, um ein Elektrokardiographie-Mapping (EKG-Mapping) durchzuführen. Dabei können über 200 Elektroden 4 verwendet werden. Jede Elektrode 4 ist über eine Zuleitung 6 mit einer Datenaufnahmeinheit 8 verbunden. Aus Übersichtlichkeitsgründen sind nur einige wenige Zuleitungen 6 in Fig. 1 dargestellt. Die Datenaufnahmeinheit 8 umfaßt einen Analogteil mit Verstärkern sowie Analog-Digital-Wandler zur Digitalisierung der Meßsignale. Die digitalisierten Meßsignale werden dann über eine Leitung 10 einem als Lokalisierungseinheit ausgebildeten Workstationcomputer 12 übermittelt.

Zur Lokalisierung der Aktionsströme aus den gemessenen Potentialwerten wird auch die räumliche Position der Elektroden 4 benötigt. Dazu ist ein freibeweglicher

Taststift 14 vorgesehen, der in Wirkverbindung mit einer Zentraleinheit 16 steht und mit dieser zusammen eine Positionserfassungseinheit bildet. Bei der Positionserfassungseinheit handelt es sich um eine bekannte Vorrichtung, z. B. von der Firma Polhemus Inc., USA, die magnetische Felder benutzt, um eine Position und eine Orientierung eines Ortes im Raum zu erfassen. Drei orthogonal im Taststift 14 angeordnete Spulen (hier nicht dargestellt) empfangen ein von einem Sender abgestrahltes Magnetfeld. Der Sender ist in der Zentraleinheit 16 angeordnet. Aus den am Aufnahmeort herrschenden magnetischen Feldvektoren wird die Position und Orientierung des beweglichen Taststifts 14 im Raum relativ zur feststehenden Zentraleinheit 16 ermittelt und über eine Leitung 20 an den Workstationcomputer 12 gegeben.

Zur Positionserfassungseinheit gehört noch ein intrakardialer Empfängerteil, der an einem im Herzen fixierbaren Referenzkatheter 22 angeordnet ist. Der Referenzkatheter 22 wird an einer anatomisch ausgezeichneten Stelle im Herzen 3 fixiert und definiert die Lage und die Richtung eines Koordinatensystems. In diesem Koordinatensystem erfolgt dann die Lokalisierung der Aktionsströme, wie z. B. in der eingangs zitierten Literaturstelle Scholz et al., 1992, ausgeführt ist. Das Lokalisierungsergebnis kann in anatomische Bilder des Herzens eingetragen werden, wie weiter unten noch beschrieben wird.

Ein mit Hilfe der Positionserfassungseinheit ebenfalls lokalisierbarer Operations- oder Pacingkatheter kann dann an die Stelle der lokalisierten Herzaktivität positioniert werden. Nun muß ein intrakardiales Mapping nur noch in der Umgebung der durch das Lokalisierungsergebnis vorgegebenen Position durchgeführt werden muß, was zu einer Einsparung an Operationszeit und Durchleuchtungszeit beim intrakardialen Mapping führt.

Fig. 2 zeigt nun im Ausschnitt eine schematische Darstellung eines transösophagealen Ultraschall-Applikators 24, der im Ösophagus 26 in unmittelbarer Nähe des Herzens 3 positioniert ist. Innerhalb des Ultraschall-Applikators 24 ist verschiebbar ein Ultraschallkopf 28 angeordnet, an dem zusätzlich ein Empfänger der Positionserfassungseinheit montiert ist. Damit kann der Ort des Ultraschallkopfes 28 in demselben Koordinatensystem bestimmt werden, wie die Elektroden 4, Referenzkatheter 22 und gegebenenfalls Pacing- und Ablationskatheter. Der Referenzkatheter 22 ist hier über den arteriellen Abgang 29 in das Herz 3 geführt und darin fixiert. Der Ultraschallkopf 28 ist als Sektorscanner ausgeführt und kann in Schnittebenen 30, z. B. im Abstand d von 0,5 mm, Schnittbilder des Herzens erstellen. Beispielsweise sind in Fig. 2 drei Schnittebenen 30 eingezeichnet. Die aus der Potentialverteilung gefundene Lage des arrhythmogenen Gewebes kann dann in ein entsprechendes Ultraschall-Schnittbild eingetragen werden. Anstelle eines transösophagealen Ultraschall-Applikators 24 ist auch die Verwendung eines intrakardialen Applikators möglich, der einen von der Positionserfassungseinheit lokalisierbaren Empfänger umfaßt.

Fig. 2 zeigt zusätzlich noch einen über den venösen Abgang 31 in das Herz 3 eingebrachten Pacingkatheter 32. Auch der Pacingkatheter umfaßt einen von der Positionserfassungseinheit lokalisierbaren Empfänger. Damit kann durch Stimulation die Genauigkeit der lokalisierten Herzaktivität geschätzt werden. Bei nicht mehr tolerierbaren Abweichungen wird, wie weiter oben schon beschrieben ist, das bei der Lokalisierung verwen-

dete Modell iterativ verändert, bis der Fehler im Bereich desjenigen Fehlers liegt, der durch das Rauschen des EKG-Signals bedingt ist.

müssen die im Lokalisierungsverfahren verwendeten Modelle des Herzens und des Thorax entsprechend verändert werden. Aus der Schätzung eines durch Rauschen verursachten Fehlerradius um die lokalisierte Herzaktivität herum ergibt sich auch der Bereich, in dem anschließend ein intrakardiales Mapping durchgeführt werden muß. Mit Hilfe des intrakardialen Positionsbestimmungssystems kann jederzeit festgestellt werden, ob der abgetastete Punkt noch im Fehlerbereich oder bereits außerhalb liegt. Damit wird der Bereich für das endokardiale Mapping eingegrenzt, was zu einer Verkürzung der Operations- und Durchleuchtungszeiten führt.

Bei der vorstehend beschriebenen Positionserfassungseinheit ist der Sender in der feststehenden Zentraleinheit 12 und die Empfänger sind im Taststift 14 und den Kathetern angeordnet. Es kann jedoch auch eine Positionserfassungseinheit mit mehreren beweglichen Sendern und einem feststehenden Empfänger verwendet werden, wobei dann im Taststift 14 und in den Kathetern jeweils ein Sender angeordnet ist.

#### Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Lokalisieren von Aktionsströmen im Herzen eines Lebewesens mit

— Elektroden (4) zum Erfassen einer von den Aktionsströmen erzeugten elektrischen Potentialverteilung auf der Körperoberfläche des Lebewesens,

— einer Positionserfassungseinheit (14, 16) zum Bestimmen der räumlichen Position der Elektroden (4),

— einer mit den Elektroden (4) und der Positionserfassungseinheit (14, 16) verbundenen Lokalisierungseinheit (12), die aus der Potentialverteilung und der räumlichen Position der Elektroden (4) die Aktionsströme lokalisiert,

dadurch gekennzeichnet, daß

— ein im Herzen fixierbarer Referenzkatheter (22) so ausgebildet ist, daß seine räumliche Position von der Positionserfassungseinheit (14, 16) bestimmbar ist, und daß

— die Lokalisierungseinheit (12) die Aktionsströme in bezug zum Referenzkatheter (22) lokalisiert.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Positionserfassungseinheit eine Zentraleinheit (16) und einen in Wirkverbindung mit der Zentraleinheit stehenden beweglichen und von der Zentraleinheit (16) lokalisierbaren Taststift (14) umfaßt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß am Referenzkatheter (22) ein zur Positionserfassungseinheit gehörender, lokalisierbarer Sender- oder Empfängerteil angeordnet ist.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß ein diagnostisches Ultraschall-Tomographiegerät mit einem transösophagealen oder intrakardialen Ultraschallapplikator (24) mit der Lokalisierungseinheit verbunden ist zum ortsrichtigen Markieren der lokalisierten Aktionsstrom in einem Tomogramm, wobei am Ultraschallapplikator ein zur Positionserfassungseinheit



gehörender, lokalisierbar ein Sender- oder Empfänger-  
teil angeordnet ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
dadurch gekennzeichnet, daß an einem Stimula-  
tionskatheter (32) ein zur Positionserfassungsein-  
heit gehörender lokalisierbarer Sender- oder Emp-  
fänger-  
teil angeordnet ist, mit dessen Hilfe die Ge-  
nauigkeit des bei der Lokalisierung verwendeten  
Körpermodells abgeschätzt werden kann.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

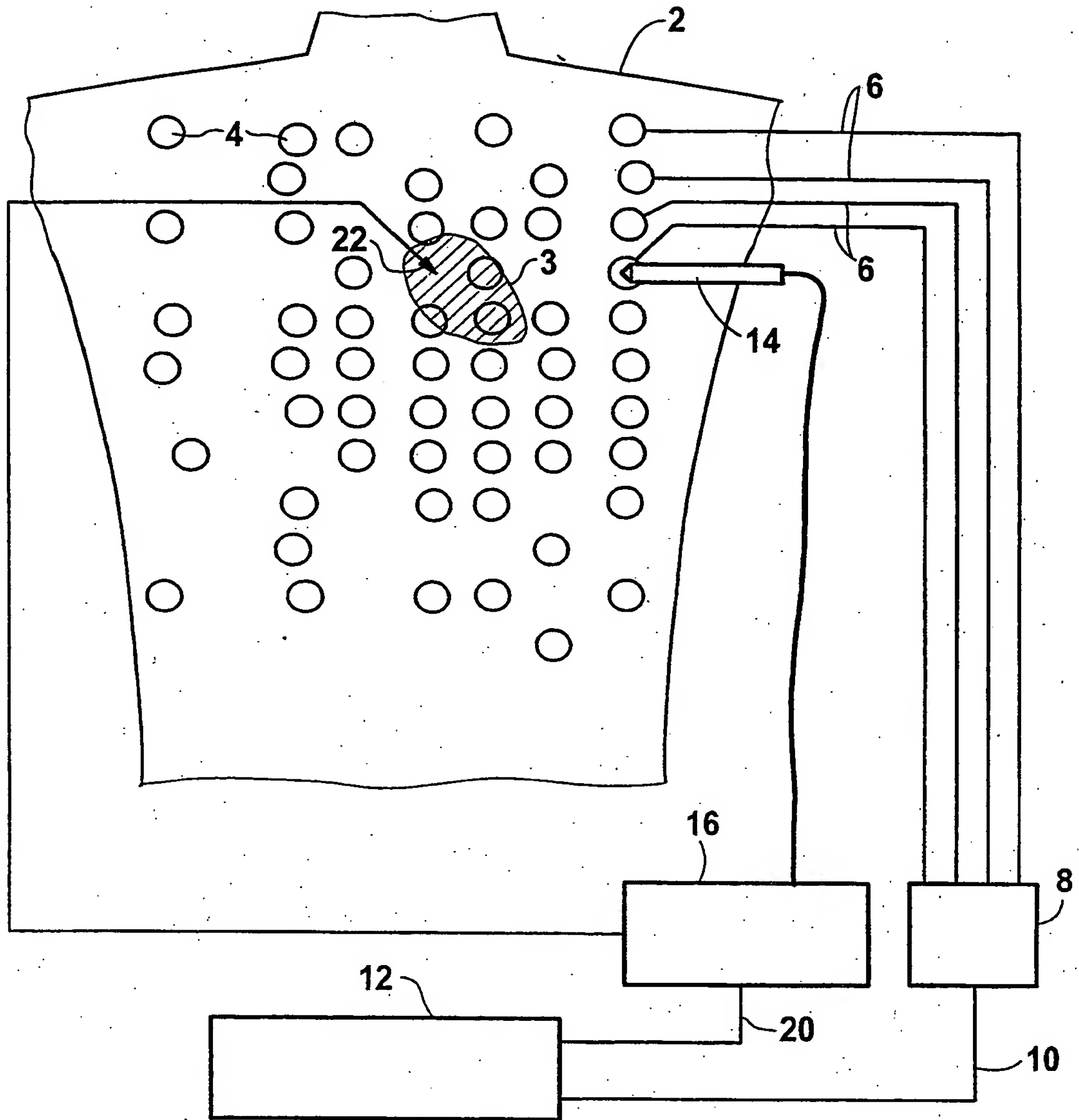
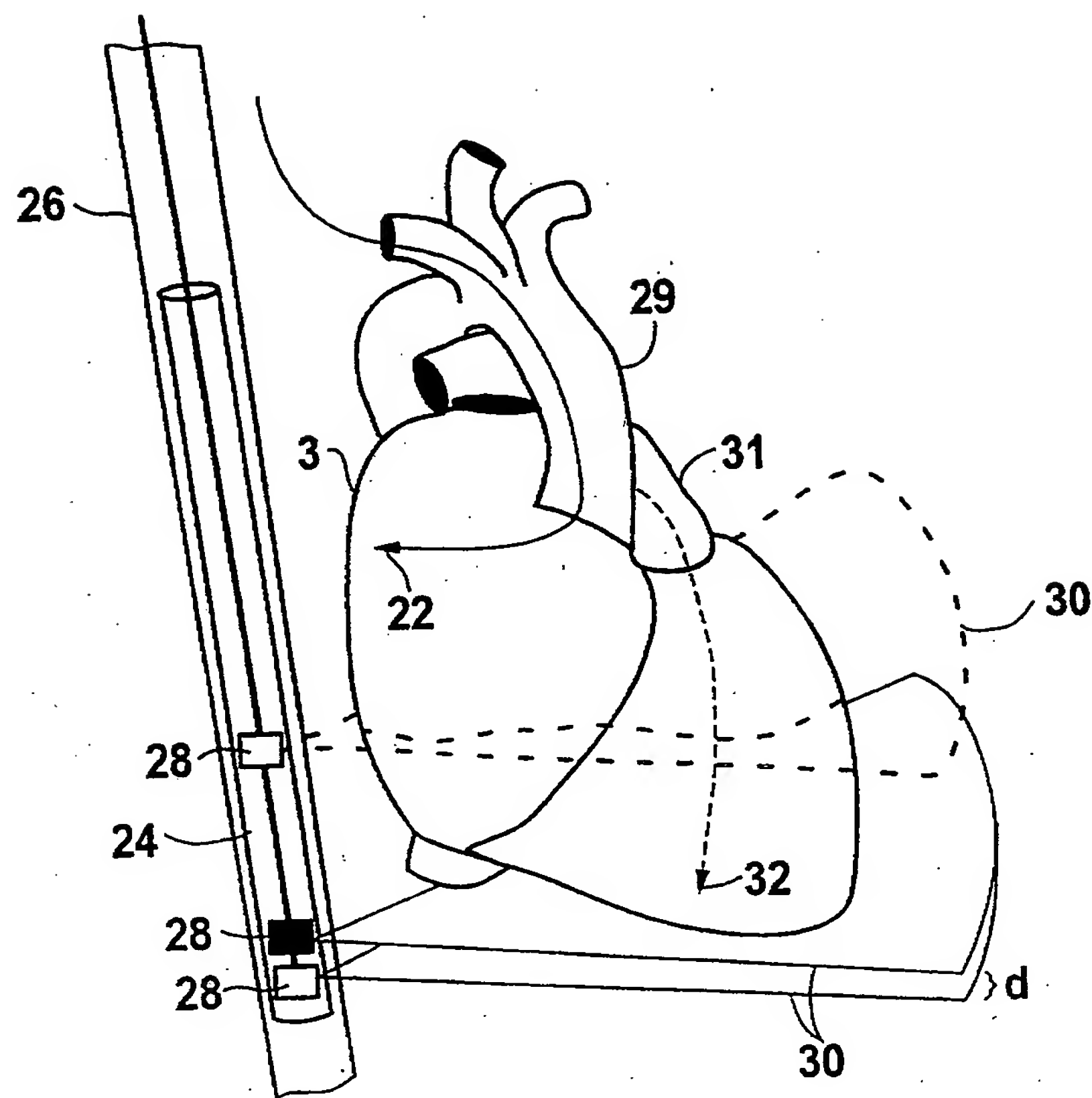


FIG 1



**FIG 2**